

EV543402570US

7  
↓

Verfahren und Vorrichtung zur Rekonstruktion und  
Darstellung von mehrdimensionalen Objekten  
aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Rekonstruktion und Darstellung von mehrdimensionalen Objekten nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1 sowie eine Vorrichtung zur Rekonstruktion und Darstellung von mehrdimensionalen Objekten aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 18 sowie vorteilhafte Verwendungen nach den Patentansprüchen 21 und 22.

Derartige Verfahren und Vorrichtungen zur Rekonstruktion und Darstellung von mehrdimensionalen Objekten aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten sind insbesondere für die Rekonstruktion und Darstellung von dreidimensionalen bzw. vierdimensionalen Volumen aus Ultraschallbildern mit Positionsdaten bekannt, bei denen ein Ultraschallsender Ultraschallwellen auf ein Objekt abstrahlt, während ein Ultraschallempfänger die von dem Objekt reflektierten Ultraschallwellen empfängt. Zur Aufnahme des Objekts wird der Ultraschallsender bzw. der Ultraschallempfänger entlang dem Objekt verfahren oder relativ zum Objekt rotiert, während einzelne Bild-Teilbereiche des Objekts aufgenommen werden. Diese Bild-Teilbereiche entsprechen im Normalfall einem zeilenweisen Scannvorgang (ein- bzw. zweidimensionale Aufnahmen), der das Objekt zeilenweise längs einer Aufnahmerichtung, in die der Ultraschallsender bzw. der Ultraschallempfänger verfahren wird, aufnimmt. Die im Ultraschallgerät erzeugten Bilder lassen sich bei den bekannten Ultraschallgeräten digital oder über einen Videoausgang in ein Nachverarbeitungsgerät bzw. in ein Datenverarbeitungssystem übernehmen. Dort können die Bilder gespeichert oder auch direkt nachverarbeitet werden. Bei den genannten Bildern handelt es sich um ein- oder zweidimensionale Bilder, die meist zusammen mit ihrer entsprechenden Position als ein- oder zweidimensionale Bilddaten zur Verfügung stehen.

Durch den Scannvorgang wird das zu untersuchende Objekt zeilenweise aufgenommen, d.h. es werden einzelne im wesentlichen zueinander parallele Linien und „Schichten“ bzw. zueinander rotationssymmetrische „Scheiben“ des Objekts mit Ultraschallwellen beaufschlagt und die entsprechenden reflektierten Ultraschallwellen in dem Ultraschallgerät empfangen. Die empfangenen Ultraschallwellen erzeugen Bildinformationen, die Informationen über die einzelnen Schichten bzw. Scheiben des Objekts, d.h. darüber, an welchen Stellen das Objekt beispielsweise geringer oder stärker verdichtete Materialbereiche (beispielsweise Hohlräume oder Grenzflächen zwischen Gewebe und Flüssigkeit) aufweist, liefern.

Die einzelnen Schichten bzw. Scheiben des Objekts werden in einem Datenverarbeitungssystem „übereinandergeschichtet“ bzw. „aneinandergereiht“, um dann am Anzeigegerät eine bsp. dreidimensionale Darstellung des Objekts zu erhalten. Die unterschiedlichen Abstände verschiedener Bereiche einer Schicht, d.h. die Lage von Hohlräumen oder stärker verdichteten Materialbereichen des Objekts relativ zu dem Ultraschallgerät, erhält man durch die Auswertung der Grauwertinformationen einer jeden Schicht.

Die bekannten Verfahren wie beispielsweise Ultraschallverfahren benutzen eine vordefinierte oder eine zu errechnende Grauwertstufe (threshold), um im Bild Konturen zu finden. Die Kontureninformationen werden dann in einem Bild gespeichert und ergeben nach Auswertung der Entfernungen zwischen dem Ultraschallgerät bzw. dem Ultraschallkopf und den Außenkonturen des zu untersuchenden Objekts einen mehrdimensionalen Bildeindruck. Der gesamte Scannvorgang erstreckt sich über einen bestimmten Bereich, beispielsweise des menschlichen Körpers, wobei sukzessiv während des Scannvorganges einzelne Schichten bzw. Scheiben des zu untersuchenden Objekts linienweise innerhalb des Körpers aufgenommen werden. Die einzelnen Ultraschallbilder werden in einem nachfolgenden Verarbeitungsschritt wieder räumlich richtig aneinander zusammengefügt, so daß sich durch „Aufschichten“ der einzelnen Bilder ein vollständiges drei- oder mehrdimensionales Bild des Objekts ergibt.

Diese räumlichen tomographischen Aufnahmeverfahren von menschlichen Organen sind beispielsweise aus der US 5 105 819 oder der US 5 159 931 bekannt. Hier wird bei der transösophagealen Echokardiographie dem Patienten durch die Speiseröhre eine schwenkbare endoskopische Sonde eingeführt. Der Ultraschallsensor ist als sogenanntes „phased array“ in der Spitze der Sonde integriert. Dabei wird der Ultraschallkopf an der Spitze

der Sonde entweder linear verschoben oder rotiert, so daß von jeder Winkелеinstellung des rotierenden Ultraschallkopfes bzw. von jeder verschobenen Position der Sonde eine Schicht des Organs abgetastet wird. Pro Schicht wird eine Bildsequenz, d.h. beispielsweise ein oder mehrere Bewegungszyklen des Organs, wie beispielsweise ein Herzzyklus, aufgenommen. Nach der Aufnahme einer solchen Sequenz wird der Ultraschallkopf bei der Rotation um ein gewünschtes Winkelinkrement mittels eines Motors, wie beispielsweise eines Schrittmotors oder Linear-motors, weitergedreht oder per Hand verschoben bzw. bei der linearen Verschiebung linear verschoben. Ein Datenverarbeitungssystem löst dann die nächste Aufnahmesequenz aus, wobei das Datenverarbeitungssystem sowohl die Daten des Elektrokardiogramms (EKG) als auch die Atmungs- oder Thoraxbewegung (Respirationsaufnahme) verarbeiten kann.

Auch ist es bekannt, die Position des Ultraschallkopfes in jeder beliebigen Lage im Raum mittels eines Positionssensors während der Aufnahme zu bestimmen. Dieser Positionssensor befindet sich am Ultraschallkopf und ist beispielsweise über ein elektromagnetisches Feld mit dem Datenverarbeitungssystem derart verbunden, daß dieses sämtliche translatorischen und rotatorischen Freiheitsgrade erfasst und so die Position, Bewegungsrichtung und Geschwindigkeit des Kopfes stets erfaßt werden kann. So können die aufgenommenen ein- oder zweidimensionalen Bilder später räumlich zugeordnet und das aufgenommene dreidimensionale bzw. mehrdimensionale Volumen rekonstruiert werden.

Die ein- oder zweidimensionalen Bilder (beispielsweise Grauwertbilder bei Ultraschallaufnahmen) und deren entsprechende absolute Position im Raum und/oder entsprechende relative Position der einzelnen Bilder zueinander ergeben zusammen mit den Bildern selbst die ein- oder zweidimensionalen Bilddaten, anhand derer mehrdimensionale Objekte mehrdimensional rekonstruiert werden können. Insbesondere in der klinischen Praxis hat es sich bei der Aufnahme von Ultraschallbildern bewährt, die Aufnahmesequenz mit dem EKG zu koppeln, so daß jedes Bild einer Sequenz immer zu einem bestimmten Phasenpunkt während des Herzschlagzyklus aufgenommen wird. Dadurch lassen sich bei bewegten Objekten bzw. Organen innerhalb von Lebewesen Sequenzen von dreidimensionalen Bildern erzeugen, die aneinandergereiht eine zeitabhängige dreidimensionale Darstellung des Organs ergeben. Die Organbewegung läßt sich dann wie in einem „Film“ zyklisch, d.h. vierdimensional, betrachten.

Herkömmliche Verfahren zur Rekonstruktion mehrdimensionaler Objekte aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten verwenden in

aller Regel die ein- oder zweidimensionalen Bild-Teilbereiche, schichten diese korrespondierend zu den entsprechenden Positionen hintereinander auf und interpolieren die „fehlenden Daten“ zwischen den einzelnen ein- oder zweidimensionalen Bild-Teilbereichen mittels herkömmlicher, in aller Regel analoger aber auch digitaler Interpolationsmethoden. Dabei werden beispielsweise Konturen im Grauwertbild einer ein- oder zweidimensionalen Ultraschallaufnahme mit den Konturen eines benachbarten Grauwertbildes verglichen und diese anhand eines dreidimensionalen flächigen Polygonzuges bsp. dritten oder fünften Grades miteinander verbunden, um so die fehlenden Daten zwischen den ein- oder zweidimensionalen Bild-Teilbereichen „aufzufüllen“.

Diese herkömmlichen Verfahren sind zeit- und rechenintensiv und eignen sich meist nicht für Echtzeit-Verfahren, d.h. solche Verfahren, wo beispielsweise der Arzt während einer Operation den Operationsfortschritt in Echtzeit mittels einer Ultraschallaufnahme verfolgen möchte.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, herkömmliche Verfahren und Vorrichtungen zur Rekonstruktion und Darstellung von mehrdimensionalen Objekten aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten dahingehend zu verbessern, daß diese schnell und einfach durchführbar sind, weniger Rechenzeit und Verarbeitungsschritte benötigen und so kostengünstiger und in Echtzeit anwendbar sind.

Die Erfindung löst die ihr zugrundeliegende Aufgabe durch die kennzeichnenden Merkmale der unabhängigen Patentansprüche 1. und 18. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet und dort beschrieben. Vorteilhafte Verwendungen des erfindungsgemäßen Verfahrens bzw. der erfindungsgemäßen Vorrichtung sind in den Ansprüchen 21 und 22 gekennzeichnet.

Gemäß der vorliegenden Erfindung nutzt das Verfahren zur Rekonstruktion von mehrdimensionalen Objekten aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten einen mehrdimensionalen Voxelaum, der aus vorbestimmbar kleinen Raumelementen besteht, die mittels der zur Verfügung stehenden ein- oder zweidimensionalen Bilddaten, die mittels der Bild-Teilbereiche und der entsprechenden bsp. räumlichen oder zeitlichen Positionen der einzelnen Bild-Teilbereiche generiert wurden, definiert werden. Diese Definition der einzelnen Raumelemente des mehrdimensionalen Voxelaums erfolgt über die Erzeugung einer ersten Raumelementgruppe aus ersten mehrdimensionalen Bildinformationen enthaltenden Raumelementen, die Ebenen oder

Linien von Bild-Teilbereichen berühren oder schneiden, die in dem mehrdimensionalen Voxelaum eingeordnet wurden.

In einem zweiten Schritt wird eine zweite Raumelementgruppe aus zweiten Raumelementen in dem mehrdimensionalen Voxelaum mittels einer Informationstransformation aus den mehrdimensionalen Bildinformationen der ersten Raumelementgruppe erzeugt. Diese zweite Raumelementgruppe besteht somit aus zweiten Raumelementen in dem mehrdimensionalen Voxelaum, die die Ebenen oder Linien von Bild-Teilbereichen aus den ein- oder zweidimensionalen Bilddaten in aller Regel weder berühren noch schneiden.

Mit Vorteil wird die erste Raumelementgruppe wie folgt definiert: Die mehrdimensionale Bildinformation jedes ersten Raumelements der ersten Raumelementgruppe wird mittels derjenigen ein- oder zweidimensionalen Bildinformation bestimmt, die an der jeweiligen Schnitt- bzw. Berührungsstelle des entsprechenden ersten Raumelements mit der entsprechenden Linie oder Ebene eines Bild-Teilbereichs existiert. Sobald also die Bild-Teilbereiche positionsgenau in dem mehrdimensionalen Voxelaum eingeordnet werden, berühren oder schneiden diese einige der den Voxelaum aufspannenden Raumelemente. Die Raumelemente, die eine Schnitt- oder Berührungsstelle mit einem ein- oder zweidimensionalen Bild-Teilbereich aufweisen, werden dann als erste Raumelemente einer ersten Raumelementgruppe zugeteilt.

Als bevorzugte Informationstransformation zur Definition der zweiten Raumelementgruppe hat sich folgendes Verfahren als vorteilhaft herausgestellt: Für jedes zweite Raumelement, das noch über keine mehrdimensionale Bildinformation verfügt, wird die mehrdimensionale, insbesondere räumliche und/oder zeitliche Entfernung zum nächsten ersten Raumelement der ersten Raumelementgruppe bestimmt. Diese Information wird eventuell abgespeichert. Als „Entfernung“ wird nachfolgend stets die mehrdimensionale Entfernung im mehrdimensionalen Voxelaum verstanden. Dies ist beispielsweise ein dreidimensionaler Abstand oder ein zeitlicher Abstand (Zeitspanne) zwischen Ebenen von ersten Raumelementen, die zu unterschiedlichen Zeiten aufgenommen wurden oder ein zeitlicher Abstand zwischen einzelnen Voxelaumen.

Die zweite Raumelementgruppe enthält somit für jedes zweite Raumelement die Information der (mehrdimensionalen) Entfernung jedes zweiten Raumelements zum nächsten ersten Raumelement sowie die Informationen zur Identifizierung des entsprechenden ersten Raumelements. Die mehrdimensionale Bildinformation

jedes zweiten Raumelements wird dann mittels der mehrdimensionalen Bildinformation des „nächsten“ ersten Raumelements bestimmt.

Mit Vorteil wird die mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements jedoch dann nicht bestimmt, wenn die Entfernung zum nächsten ersten Raumelement größer ist als eine vorbestimmbare maximale räumliche und/oder zeitliche Entfernung ( $x_{\max}$  bzw.  $t_{\max}$ ). Damit wird verhindert, daß ungewollt Informationen der ersten Raumelemente „zu weit“ in den Raum hinein propagieren oder zu grosse Zeiträume damit überbrückt werden.

Beispielsweise kann als mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements, das innerhalb der maximalen räumlichen oder zeitlichen Entfernung zu einem ersten Raumelement liegt, die mehrdimensionale Bildinformation des nächsten ersten Raumelements verwendet werden. Das Verfahren untersucht somit für jedes noch nicht definierte, d.h. informationslose zweite Raumelement im Voxelaum, dessen Entfernung zum nächsten ersten Raumelement und übernimmt die mehrdimensionale Bildinformation dieses ersten Raumelements in identischer Weise. Die zweite Raumelementgruppe besteht mit Vorteil aus zweiten Raumelementen, die als „mehrdimensionale Bildinformation“ auch die Entfernung zur und eine Bezugszahl für die Ebene oder Linie und Position des Bild-Teilbereichs abgespeichert haben, die für die Bestimmung der mehrdimensionalen Bildinformation des nächsten ersten Raumelements genutzt wurde. Somit besteht für jedes zweite Raumelement eine Art „Berechnungsformel“ bzw. eine Bezugszahl, bestehend bsp. aus einem Entfernungsvektor und einem ersten „Bezugs“- Raumelement, die auf ein oder mehrere spezielle Pixel eines Bild-Teilbereichs hinweist, die durch das beispielsweise Ultraschallaufnahmesystem aufgenommen wurden.

Als weiteres vorteilhaftes Informationstransformationsverfahren zur Generierung der zweiten Raumelementgruppe wird folgendes angewendet: Von jedem zweiten Raumelement der zweiten Raumelementgruppe werden die Entfernungen zu zwei oder mehreren ersten Raumelementen der ersten Raumelementgruppe bestimmt und die mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements wird mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen einer vorbestimmbaren Anzahl von räumlich und/oder zeitlich „nächsten“ ersten Raumelementen definiert. Die mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements wird beispielsweise mittels der anhand der verschiedenen Entfernungen zu ersten Raumelementen gewichteten mehrdimensionalen

nalen Bildinformationen einer vorbestimmbaren Anzahl von ersten Raumelementen definiert.

Ein weiteres vorteilhaftes Informationstransformationsverfahren wird wie folgt beschrieben: Von jedem ersten Raumelement abgehend definiert ein längs eines vorbestimmbaren mehrdimensionalen Richtungsvektors liegender Suchstrahl diejenigen zweiten Raumelemente, die mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen desjenigen ersten Raumelements bestimmt werden, das den Startpunkt des Suchstrahls bildet. Der Suchstrahl hat somit seinen zeitlichen und/oder räumlichen Startpunkt auf der Ebene oder Linie des Bild-Teilbereichs, der für die Bestimmung der mehrdimensionalen Bildinformation des ersten Raumelements genutzt wurde. Auch hat der Suchstrahl mit Vorteil längs des vorbestimmbaren mehrdimensionalen Richtungsvektors eine maximale räumliche und/oder zeitliche Länge (11) hat.

Beispielsweise wird ein von jedem ersten Raumelement in einem bestimmten Winkel von der Ebene des Bild-Teilbereichs, der für die Bestimmung der mehrdimensionalen Bildinformation des ersten Raumelements genutzt wurde, abgehender Suchstrahl derart definiert, daß dieser solche zweiten Raumelemente der zweiten Raumelementgruppe definiert, die mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen des ersten Raumelements bestimmt werden, das den Startpunkt des Suchstrahls bildete. Der Suchstrahl hat dabei eine vorgegebene bzw. vorbestimmbare maximale Länge und steht insbesondere orthogonal auf der Ebene des Bild-Teilbereichs, der den Startpunkt definierte.

Das Informationstransformationsverfahren definiert die zweite Raumelementgruppe somit ausgehend von den ersten Raumelementen der ersten Raumelementgruppe, die die Startpunkte für den jeweiligen Suchstrahl bilden. Die Ebenen der Bild-Teilbereiche, die die erste Raumelementgruppe definierten, „strahlen“ somit in den Raum und definieren so die zweite Raumelementgruppe.

Mit Vorteil werden die zweiten Raumelemente auch mittels der mehrdimensionalen Bildinformation eines weiteren ersten Raumelements der ersten Raumelementgruppe bestimmt, das einen Zielpunkt bildet, den der Suchstrahl trifft, der von dem Startpunkt eines ersten Raumelements stammt. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn der Suchstrahl noch innerhalb einer vorgebbaren maximalen Länge (bsp. zeitlich oder räumlich) auf ein weiteres erstes Raumelement trifft, das bereits innerhalb der ersten Raumelementgruppe mit mehrdimensionalen Bildinformationen definiert wurde.

Alternativ können die zweiten Raumelemente zunächst in einem ersten Schritt mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen desjenigen ersten Raumelements bestimmt werden, das den Startpunkt des Suchstrahls bildet. In weiteren Schritten werden die zweiten Raumelemente dann mittels mehrdimensionaler Bildinformationen weiterer erster Raumelemente gewichtet, die Startpunkte von Suchstrahlen bilden, die die zweiten Raumelemente ebenfalls durchdringen, wobei sich die Gewichte an den mehrdimensionalen Entfernungen jedes zweiten Raumelements zu den entsprechenden Startpunkten orientieren. Dies ist z.B. bei rotationssymmetrischen Aufnahmen der Fall, da bsp. zweidimensionale Bild-Teilbereiche nicht parallel zueinander stehen und sich orthogonale Suchstrahlen daher schneiden.

Die zweiten Raumelemente können mit Vorteil auch mittels der gewichteten mehrdimensionalen Bildinformationen des Startpunktes und des Zielpunktes bestimmt werden, wobei sich die Gewichte an den Entfernungen jedes auf dem Suchstrahl liegenden zweiten Raumelements zu dem Start- bzw. Zielpunkt orientieren. Hat der Startpunkt beispielsweise die mehrdimensionale Bildinformation „drei“ und der Zielpunkt die mehrdimensionale Bildinformation „fünf“, so erhalten die zweiten Raumelemente auf dem Suchstrahl zwischen dem Startpunkt und dem Zielpunkt ausgehend vom Startpunkt die mehrdimensionale Bildinformation „drei“ hin zu „vier“ in der Mitte zwischen Start- und Zielpunkt und hin zu „fünf“ kurz vor dem Zielpunkt am weiteren ersten Raumelement.

Mit Vorteil wird das Objekt mittels des aus der ersten und zweiten Raumelementgruppe bestehenden mehrdimensionalen Voxelaums rekonstruiert und mehrdimensional dargestellt, wobei beispielsweise Teile eines rekonstruierten dreidimensionalen Objekts mittels variabler Schnittebenen dargestellt werden können. Sobald der mehrdimensionale Voxelaum innerhalb der vorgegebenen Grenzen des erfindungsgemäßen Verfahrens „aufgefüllt“ wurde, lassen sich durch diesen beliebige Schnittebenen oder -linien legen, um so Teile des Objekts „herauszuschälen“ oder mittels einer Schnittdarstellung darzustellen. Mit Vorteil läßt sich das rekonstruierte Objekt oder Teile davon auch mit vorbestimmbaren Charakteristika wie Farbe oder Widerstand darstellen bzw. ausstatten. Mit Vorteil werden bsp. dichtere Gewebestrukturen im menschlichen Körper mit einem höheren „Widerstand“ ausgestattet, so dass bei einer Darstellung am PC-Bildschirm eine grössere Rückstellkraft an einem aktiven Zeigegerät (Force-Feedback-Gerät) dann angelegt wird, wenn der Nutzer auf solche dichteren Gewebebereiche „zeigt“.



Bestimmte Teile des rekonstruierten Objekts, beispielsweise bestimmte Konturen können mittels des dreidimensionalen Voxelaums auf einer Seite der beliebigen Schnittebene zur Sichtbarmachung markiert werden, während andere Elemente des dreidimensionalen Voxelaums auf der entsprechenden Seite der Schnittebene verborgen werden, so daß sich eine dreidimensionale insbesondere farbige Darstellung von Teilen eines bsp. dreidimensionalen Objekts ergibt. Mit Vorteil wird der dreidimensionale Voxelaum dabei zur Sichtbarmachung bestimmter Teile des rekonstruierten Objekts auf jeder Seite der Schnittebene längs der Schnittebene in zwei Hälften zerlegt und kongruent zueinander oder spiegelbildlich dargestellt, so daß das gesamte Objekt dreidimensional sichtbar wird.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Rekonstruktion von mehrdimensionalen Objekten aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten nutzt Aufnahmen ein- oder zweidimensionaler Bild-Teilbereiche des Objekts, wobei erste Speichermittel die absoluten räumlichen und/oder zeitlichen Positionen der einzelnen Bild-Teilbereiche im Raum und/oder die relativen räumlichen und/oder zeitlichen Positionen der einzelnen Bild-Teilbereiche zueinander zusammen mit den ein- oder zweidimensionalen Bilddaten zur Generierung von Bilddaten speichern, wobei zweite Speichermittel die erste Raumelementgruppe speichern, die aus ersten mehrdimensionalen Bilddateninformationen enthaltenden Raumelementen, die Linien oder Ebenen von Bild-Teilbereichen berühren oder schneiden, in einem mehrdimensionalen Voxelaum mittels der ein- oder zweidimensionalen Bilddaten, erzeugbar ist und wobei dritte Speichermittel die zweite Raumelementgruppe speichern, die aus zweiten Raumelementen in dem mehrdimensionalen Voxelaum mittels einer Informationstransformation aus den mehrdimensionalen Bilddateninformationen der ersten Raumelementgruppe erzeugbar ist.

Sämtliche Speichermittel sind mit Vorteil an einen Prozessor angeschlossen, der die vorbeschriebene Informationstransformation anhand eines der bevorzugten Verfahren durchführt. Das Objekt wird nach der Definition der ersten Raumelementgruppe und der zweiten Raumelementgruppe, d.h. nach der möglichst vollständigen Definition aller Raumelemente des mehrdimensionalen Voxelaums mittels einer Anzeige rekonstruiert dargestellt, wobei Rechenmittel die Informationstransformationen aus den Daten des ersten und zweiten Speichermittels durchführen und die Ergebnisse im dritten Speichermittel abspeichern.

Eine vorteilhafte Verwendung eines Verfahrens bzw. einer Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung liegt in der mehrdimensionalen Rekonstruktion und Darstellung eines Organs, das mittels eines Ultraschallaufnahmeverfahrens aufgenommen wurde, insbesondere zur Darstellung des Herzens eines Lebewesens, unter Berücksichtigung der Bewegung des Herzens. Weitere vorteilhafte Verwendungen der erfindungsgemäßen Vorrichtung bzw. des erfindungsgemäßen Verfahrens liegen in der Verwendung bei der transtorakalen (TTE), intravaskulären (IVUS) oder intra-ductalen (IDUS) Sonographie, bzw. der Echokardiographie.

Einige vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung werden anhand der nachfolgenden Zeichnungen näher erläutert. Dabei zeigen:

- |          |  |
|----------|--|
| Figur 1  | eine schematische Darstellung der Aufnahme eines Herzens,  |
| Figur 2  | einen rotationssymmetrischen Ultraschallwandler zur Aufnahme eines Herzens,  |
| Figur 3  | die schematische Darstellung eines dreidimensionalen Voxeldraums;  |
| Figur 3a | ein erster Ausschnitt aus dem mehrdimensionalen Voxeldraum;  |
| Figur 3b | ein zweiter Ausschnitt aus dem dreidimensionalen Voxeldraum;   |
| Figur 4  | die schematische Darstellung einer ersten bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens;                                    |
| Figur 5  | eine schematische Darstellung einer zweiten bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens;                                  |
| Figur 6  | die mehrdimensionale Darstellung eines rekonstruierten Objekts;  |
| Figur 7  | die mehrdimensionale Darstellung eines rekonstruierten Objekts mit Schnittebene;   |
| Figur 8  | die mehrdimensionale Darstellung eines rekonstruierten Objekts mit getrennter und geschwenkter Darstellung beider Seiten der Schnittebene. |

Figur 1 zeigt die schematische Ansicht zur Aufnahme eines Objekts 1, beispielsweise eines Herzens, welches transösophageal aufgenommen wird. Dabei wird ein Ultraschallkopf 4 durch die Speiseröhre 2 mittels eines flexiblen Schlauchs 3 eingeführt, um in zueinander parallelen oder rotationssymmetrischen Positionen Aufnahmen 7 des Objekts 1 zu erhalten. Dabei rotiert zum Beispiel eine aus Ultraschallstrahlen gebildete tomographische Ultraschallebene bzw. -schnitt 8 in der Rotationsrichtung S. Die einzelnen Bild-Teilbereiche 6, die untereinander einen bestimmten Abstand aufweisen, werden anhand eines EKG-Signals getriggert und entsprechend einander zugeordnet. Diese ergeben übereinander geschichtet jeweils eine Aufnahme 7 zu einem bestimmten Bewegungszustand des Objekts 1. Die einzelnen Aufnahmen 7 können dann sukzessive an einem Bildschirm eines Datenverarbeitungssystems dargestellt werden, wodurch sich eine vierdimensionale, d.h. bewegte mehrdimensionale Darstellung des Objekts 1 ergibt.

Figur 2 zeigt einen rotationssymmetrischen Ultraschallkopf 4, der an den flexiblen Schlauch 3 angeschlossen ist. Der Ultraschallkopf 4 „sendet“ rotationssymmetrische aus Ultraschallstrahlen gebildete tomographische Ultraschallebenen-/ bzw. -schnitte 8 aus, die in einer Rotationsrichtung S rotieren, um das Objekt 1 aufzunehmen. Die einzelnen Schichtebenen der rotationssymmetrischen Aufnahmen 7 weisen dabei einen konstanten oder variablen Abstand auf.

Figur 3 zeigt schematisch den mehrdimensionalen Voxelaum 9, hier dreidimensional dargestellt, in den, beispielhaft dargestellt, zwei zweidimensionale Bild-Teilbereiche 6 eingeordnet wurden. Bei diesen Bild-Teilbereichen 6 handelt es sich beispielsweise um rotationssymmetrische Aufnahmen 7, die, wie in Figur 2 dargestellt, beispielsweise von einem Ultraschallkopf zur Aufnahme eines Herzens aufgenommen wurden. Diese hier zweidimensionalen Bild-Teilbereiche 6 werden in dem Voxelaum 9 anhand der ebenfalls bekannten Positionen der Bild-Teilbereiche 6 eingeordnet.

Anhand der Figuren 3a und 3b werden Ausschnitte aus dem mehrdimensionalen Voxelaum 9 gezeigt, der erste Raumelemente 10a und zweite Raumelemente 10b aufweist. Die ersten Raumelemente 10a bilden eine erste Raumelementgruppe 15a und grenzen sich dadurch von der zweiten Raumelementgruppe 15b ab, die aus zweiten Raumelementen 10b besteht, in dem sie Ebenen der Bild-Teilbereiche 6 schneiden oder berühren, die in den mehrdimensionalen Voxelaum 9 eingeordnet wurden. Wie in Figur 3b dargestellt, schneidet bzw. berührt eine Ebene des Bild-Teilbereichs 6 Raumelemente des dreidimensionalen Voxelaums 9 und

definiert dadurch die ersten Raumelemente 10a einer ersten Raumelementgruppe 15a. Die einzelnen Raumelemente 10a erhalten dabei die Bildinformation 13, die der zweidimensionale Bild-Teilbereich 6 liefert. Dies können Farb- oder Grauwertinformationen, Digital- oder Analoginformationen, Zahlenwerte, Zeitwerte oder heuristische Werte sein, die jeweils in ein erstes Raumelement 10a übernommen werden oder die die Rauminformation, d.h. die mehrdimensionale Bildinformation eines ersten Raumelements 10a definieren.

Bei den ersten und zweiten Raumelementen 10a, 10b handelt es sich um „Einheitswürfel“ des mehrdimensionalen Voxerraums 9, d.h. um Voxel, die den mehrdimensionalen Raum aufspannen. Nachdem sämtliche ein- oder zweidimensionale Bild-Teilbereiche 6 im mehrdimensionalen Voxerraum 9 „aufgespannt“ wurden, d.h. dort eingeschichtet bzw. eingegliedert wurden, erfolgt die Definition der ersten Raumelementgruppe 15a mittels der Bildinformationen 13 der Bild-Teilbereiche 6.

DA 7  
Nachdem die erste Raumelementgruppe 15a definiert wurde, erfolgt die Informationstransformation zur Definition einer zweiten Raumelementgruppe 15b, die aus zweiten Raumelementen 10b besteht. Eine vorteilhafte Ausführungsform zeigt Figur 4. Hier wird schematisch eine erste bevorzugte Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens gezeigt, wobei für jedes zweite Raumelement 10b die bsp. räumliche Entfernung zum nächstliegenden ersten, d.h. bereits definierten Raumelement 10a festgestellt wird. Dies kann beispielsweise, wie in Figur 4 dargestellt, ein Lot 12 sein, das ein erstes Raumelement 10a trifft. Jedoch sind auch beliebige Winkel vorstellbar, solange innerhalb einer max. Entfernung  $x_{\max}$  bzw.  $t_{\max}$  ein erstes Raumelement 10a erreicht wird.

Somit wird um jedes zweite Raumelement 10b ein „Suchradius“ bzw. eine „mehrdimensionale Suchkugel“ mit max. Entfernung  $x_{\max}$  gelegt und festgestellt, ob innerhalb dieser „Suchkugel“ ein erstes Raumelement 10a liegt, um dann dessen Entfernung  $x$  zum zweiten Raumelement 10b einschließlich der entsprechenden Bildinformation des ersten Raumelements 10a im zweiten Raumelement 10b abzuspeichern.

Figur 5 zeigt eine weitere vorteilhafte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei ausgehend von jedem ersten Raumelement 10a ein Suchstrahl 14 längs eines vorbestimmbaren mehrdimensionalen Richtungsvektors  $\Phi$  ausgesandt wird, wobei dieser Suchstrahl 14 dann die zweiten Raumelemente 10b definiert, die er trifft. Dabei hat der Suchstrahl 14 mit Vorteil eine max. Länge  $l_1$ , so daß sämtliche zweite Raumelemente 10b,

die bis zur max. Länge 11 auf dem Suchstrahl 14 liegen, mittels der mehrdimensionalen Bildinformation definiert werden, die der Startpunkt 16, d.h. jenes erste Raumelement 10a hat, das den Ausgangspunkt des Suchstrahls 14 bildet. Wie in Figur 5 dargestellt, kann der Suchstrahl 14 dabei bis zu einer max. Länge 11 „suchen“, falls kein weiteres erstes Raumelement 10a getroffen wird oder er trifft auf ein weiteres erstes Raumelement 10a, das dann den Zielpunkt 19 bildet.

Die jeweiligen zweiten Raumelemente 10b auf dem Suchstrahl 14 zwischen Startpunkt 16 und Zielpunkt 19 können dann entweder die mehrdimensionale Bildinformation des Startpunkts 16 oder die mehrdimensionale Bildinformation des Zielpunkts 19 identisch übernehmen oder eine gewichtete mehrdimensionale Bildinformation übernehmen, die sich aus den Gewichten der jeweiligen Entfernung des jeweiligen zweiten Raumelements 10b zum Startpunkt 16 bzw. Zielpunkt 19 ergibt.

Falls ein zweites Raumelement 10b von einem weiteren Suchstrahl 14 getroffen wird und somit ein Kreuzelement 20 darstellt, kann es mit Vorteil auch in einem ersten Schritt mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen desjenigen ersten Raumelements 10a bestimmt werden, das den Startpunkt 16 des ersten Suchstrahls 14 bildet und in weiteren Schritten mittels mehrdimensionaler Bildinformationen weiterer erster Raumelemente 10a gewichtet werden, die Startpunkte 16 von Suchstrahlen 14 bilden, die die Kreuzelemente 20 ebenfalls durchdringen, wobei sich die Gewichte an den mehrdimensionalen Entfernungen jedes zweiten Raumelements 10b (hier: Kreuzelement 20) zu den entsprechenden Startpunkten 16, 19 orientieren.

Das in Figur 4 dargestellte Verfahren ist in einem anderen Zusammenhang auch als Distanztransformationsverfahren bekannt (Distance Transformations in Digital Images, Gunilla Borgefors, Computer Vision, Graphics and Image Processing 34, 344 bis 371 (1986)) und definiert ein Verfahren, das besonders gut für solche Volumina geeignet ist, die relativ dicht abgetastet wurden, d.h. die eine Fülle von ein- oder zweidimensionalen Bild-Teilbereichen 6 innerhalb eines gewissen Volumens enthalten. Durch die Beschränkung auf eine max. Entfernung  $x_{\max}$  wird verhindert, daß sich die aufgenommenen Bilder, d.h. zweidimensionale Bild-Teilbereiche 6, zu stark im Volumen „ausbreiten“ und damit eine unrealistische Rekonstruktion entsteht. Dabei wird mit Vorteil nicht die exakte euklidische Distanz verwendet, sondern die Distanz aus den bereits einsortierten „Voxelebenen“, d.h. solche Bild-Teilbereiche 6, die bereits im dreidimensionalen Voxelraum 9 eingeordnet wurden.

Im dreidimensionalen Fall wird ein Lot 12 von jedem zweiten Raumelement 10b auf die „Voxelebene“ gefällt, die aus ersten Raumelementen 10a besteht, und sämtliche Raumelemente zwischen dem zweiten Raumelement 10b und dem ersten getroffenen Raumelement 10a werden dann mit der drei dimensional Bildinformation des getroffenen ersten Raumelements 10a ausgefüllt bzw. definiert. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt in seiner Einfachheit und der daraus resultierenden Geschwindigkeit. Außerdem liefert es sehr scharfe Ergebnisse, da die zu füllenden Voxel nicht mittels Interpolation bestimmt werden, vorausgesetzt die aufgenommenen Schichten liegen relativ nahe beieinander. Empirische Untersuchungen haben mittlere Bildabstände von 1 bis etwa 10, mit Vorteil etwa 2 bis 3 Voxeln ergeben.

Eine andere vorteilhafte Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens nach Figur 5 „füllt“ jedes zwischen den einzelnen Voxelebenen liegende zweite Raumelement 10b mittels linearer Interpolation, d.h. beispielsweise mittels Gewichten aus den Abständen des jeweiligen zweiten Raumelements 10b von der entsprechenden Voxelebene. Danach werden die einzelnen zweiten Raumelemente 10b nicht mehr mit anderen „Strahlen“ interpoliert, die möglicherweise die bereits definierten zweiten Raumelemente 10b „schneiden“.

Eine weitere vorteilhafte Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens nach Figur 5 „füllt“ jedes zwischen den einzelnen Voxelebenen liegende zweite Raumelement 10b mittels der Information des ersten Raumelements 10a, das den Startpunkt des Suchstrahls bildet. Danach werden zweite Kreuzelemente 20 mit weiteren „Strahlen“ interpoliert, die die bereits definierten zweiten Kreuzelemente 20 „schneiden“.

Der Vorteil dieser Verfahren liegt wiederum in der Einfachheit und der daraus resultierenden Geschwindigkeit. Es eignet sich besonders gut für parallele und geschwenkte Bewegungen, vor allem dann, wenn die Schichten relativ weit auseinander liegen.

Zur Darstellung der rekonstruierten mehrdimensionalen Objekte 1 eignet sich das vorliegende Verfahren insb. den durch die erste und zweite Raumelementgruppe 15a und 15b definierten Voxelraum 9. Diese Darstellungsmöglichkeiten werden in den Figuren 6, 7 und 8 gezeigt.

Insbesondere zeigt Figur 6 den mehrdimensionalen Voxelraum 9, der durch die erste Raumelementgruppe 15a und zweite Raumelementgruppe 15b aufgespannt wurde und in dem sich ein rekon-

struiertes Objekt 17 befindet. Wie in Figur 7 dargestellt, kann eine Schnittebene 18 durch das rekonstruierte Objekt 17 beliebig gelegt werden, wobei sich die Schnittebene ebenfalls in jeder beliebigen Richtung verschieben oder drehen läßt. Die Schnittebene 18 teilt den mehrdimensionalen Voxelaum 9 in einen rechten Teil-Voxelaum 9a und einen linken Teil-Voxelaum 9b. In Figur 8 ist der rechte Teil-Voxelaum 9a in der Schnittdarstellung derart dargestellt, daß das rekonstruierte Objekt 17 aus dem linken Teil-Voxelaum 9b mehrdimensional dargestellt zu sehen ist. Gleichmaßen ist der linke Teil-Voxelaum 9b mit jenem Teil des rekonstruierten Objekts 17 dargestellt, der sich ursprünglich im rechten Teil-Voxelaum 9a befand. Durch Verschiebung der Schnittebene 18 können so Teilansichten des Objekts getrennt dargestellt werden, wobei stets das Gesamtobjekt sichtbar ist. Auch können die einzelnen Teilräume beliebig geschwenkt und verschoben werden, um Teilansichten des Objekts sichtbar zu machen.

Dieses Verfahren eignet sich insbesondere zur Darstellung von farbigen rekonstruierten Volumina. Dabei hat das vorliegende Darstellungsverfahren mittels des mehrdimensionalen Voxelaums 9 den Vorteil, daß sämtliche Raumelemente oder nahezu sämtliche Raumelemente 10a, 10b im mehrdimensionalen Voxelaum 9 bekannt sind und sich somit beliebige Schnittdarstellungen mehrdimensional darstellen lassen, ohne daß bestimmte Teile des rekonstruierten Objekts 17 „abgeschnitten“ werden. So lassen sich bestimmte Farbanteile der Rekonstruktion „heraus-schälen“, während andere Anteile im verborgenen bleiben. Beide Volumenteile lassen sich mit Vorteil animieren, transparent darstellen oder vierdimensional, d.h. in der natürlichen Bewegung rekonstruiert, darstellen.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Rekonstruktion von mehrdimensionalen Objekten aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten, insbesondere aus Ultraschallbilddaten, anhand von Aufnahmen (7) ein- oder zweidimensionaler Bild-Teilbereiche (6) des Objekts (1), wobei die absoluten Positionen der einzelnen Bild-Teilbereiche (6) im Raum und/oder die relativen Positionen der einzelnen Bild-Teilbereiche (6) zueinander zusammen mit den ein- oder zweidimensionalen Bildinformationen (13) der einzelnen Bild-Teilbereiche (6) zur Generierung ein- oder zweidimensionaler Bilddaten verwendet werden,

**dadurch gekennzeichnet,**

dass eine erste Raumelementgruppe (15a) aus ersten, mehrdimensionale Bildinformationen enthaltenden Raumelementen (10a), die Ebenen oder Linien von Bild-Teilbereichen (6) berühren oder schneiden, in einem mehrdimensionalen Voxelraum (9) mittels der ein- oder zweidimensionalen Bilddaten erzeugt wird, und

dass eine zweite Raumelementgruppe (15b) aus zweiten Raumelementen (10b) in dem mehrdimensionalen Voxelraum (9) mittels einer Informationstransformation aus den mehrdimensionalen Bildinformationen der ersten Raumelementgruppe (15a) erzeugt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

**dadurch gekennzeichnet,**

dass die mehrdimensionale Bildinformation jedes ersten Raumelements (10a) mittels derjenigen ein- oder zweidimensionalen Bildinformation (13) bestimmt wird, die an der jeweiligen Schnitt-/Berührungsstelle des entsprechenden ersten Raumelements (10a) mit der entsprechenden Ebene oder Linie eines Bild-Teilbereichs (6) existiert.



3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass von jedem zweiten Raumelement (10b) die räumliche und/oder zeitliche Entfernung (x) zum nächsten ersten Raumelement (10a) der ersten Raumelementgruppe (15a) bestimmt wird, und dass die mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements (10b) mittels der mehrdimensionalen Bildinformation des räumlich und/oder zeitlich nächsten ersten Raumelements (10a) bestimmt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements (10b) dann nicht bestimmt wird, wenn die räumliche und/oder zeitliche Entfernung (x) zum nächsten ersten Raumelement (10a) grösser als eine vorbestimmbare maximale räumliche und/oder zeitliche Entfernung ( $x_{\max}$  bzw.  $t_{\max}$ ) ist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass als mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements (10b), das innerhalb der maximalen räumlichen und/oder zeitlichen Entfernung ( $x_{\max}$  bzw.  $t_{\max}$ ) zu einem ersten Raumelement (10a) liegt, die mehrdimensionale Bildinformation des räumlich und/oder zeitlich nächsten ersten Raumelements (10a) verwendet wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 - 5, dadurch gekennzeichnet, dass als mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements (10b) auch die räumliche und/oder zeitliche Entfernung (x, t) und eine Bezugszahl für die Ebene oder Linie des Bild-Teilbereichs (6) abgespeichert wird, die für die Bestimmung der mehrdimensionalen Bildinformation des nächsten ersten Raumelements (10a) genutzt wurde.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass von jedem zweiten Raumelement (10b) die räumlichen und/oder zeitlichen Entfernungen ( $x_i$ ,  $t_i$ ) zu zwei oder mehreren ersten Raumelementen (10a) der ersten Raumelementgruppe (15a) bestimmt werden, und dass die mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements (10b) mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen einer vorbestimmbaren Anzahl von räumlich und/oder zeitlich nächsten ersten Raumelementen (10a) bestimmt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die mehrdimensionale Bildinformation jedes zweiten Raumelements (10b) mittels der anhand der verschiedenen räumlichen und/oder zeitlichen Entfernungen ( $x_i$ ,  $t_i$ ) gewichteten mehrdimensionalen Bildinformationen einer vorbestimmbaren Anzahl von ersten Raumelementen (10a) bestimmt wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass ein von jedem ersten Raumelement (10a) längs eines vorbestimmbaren mehrdimensionalen Richtungsvektors ( $\Phi$ ) liegender Suchstrahl (14) diejenigen zweiten Raumelemente (10b) definiert, die mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen desjenigen ersten Raumelements (10a) bestimmt werden, das den Startpunkt (16) des Suchstrahls (14) bildet.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Suchstrahl (14) seinen zeitlichen und/oder räumlichen Startpunkt (16) auf der Ebene oder Linie des Bild-Teilbereichs (6) hat, der für die Bestimmung der mehrdimensionalen Bildinformation des ersten Raumelements (10a) genutzt wurde, und dass der Suchstrahl (14) längs des vorbestimmbaren mehrdimensionalen Richtungsvektors ( $\Phi$ ) eine maximale räumliche und/oder zeitliche Länge (11) hat.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass die zweiten Raumelemente (10b) auch mittels der mehrdimensionalen Bildinformation eines weiteren ersten Raumelements (10a) der ersten Raumelementgruppe (15a) bestimmt werden, das einen Zielpunkt (19) bildet, den der Suchstrahl (14) trifft.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die zweiten Raumelemente (10b) mittels der gewichteten mehrdimensionalen Bildinformationen des Startpunktes (16) und des Zielpunktes (19) bestimmt werden, wobei sich die Gewichte an den mehrdimensionalen Entfernungen jedes auf dem Suchstrahl (14) liegenden zweiten Raumelements (10b) zu dem Start- bzw. Zielpunkt (16, 19) orientieren.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die zweiten Raumelemente (10b) in einem ersten Schritt mittels der mehrdimensionalen Bildinformationen desjenigen ersten Raumelements (10a) bestimmt werden, das den Startpunkt (16) des Suchstrahls (14) bildet, und dass die zweiten Raumelemente (10b) in weiteren Schritten mittels mehrdimensionaler Bildinformationen weiterer erster Raumelemente (10a) gewichtet werden, die Startpunkte (16) von Suchstrahlen (14) bilden, die die zweiten Raumelemente (10b) ebenfalls durchdringen, wobei sich die Gewichte an den mehrdimensionalen Entfernungen jedes zweiten Raumelements (10b) zu den entsprechenden Startpunkten (16, 19) orientieren.

14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Objekt (1) mittels des aus der ersten und zweiten Raumelementgruppe (15a, 15b) bestehenden mehrdimensionalen Voxeldraums (9) rekonstruiert mehrdimensional dargestellt wird und/oder dass Teile des rekonstruierten Objekts (17) mittels variabler Schnittebenen (18) dargestellt werden.

15. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass das rekonstruierte Objekt (17) oder Teile davon mit vorbestimmbaren Charakteristika wie Farbe oder Widerstand dargestellt bzw. ausgestattet werden.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, dass bestimmte Teile des mehrdimensionalen Voxeldraums (9) auf einer Seite einer Schnittebene (18) zur Sichtbarmachung bestimmter Teile des rekonstruierten Objekts (17) markiert und zur Darstellung zerlegt werden.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 - 16, dadurch gekennzeichnet, dass der mehrdimensionale Voxeldraum (9) zur Sichtbarmachung bestimmter Teile des rekonstruierten Objekts (17) mittels einer Schnittebene (18) in mindestens zwei Hälften (9a, 9b) zerlegt wird, und dass die Schnittebene und/oder die mindestens zwei Hälften (9a, 9b) in verschiedene mehrdimensionale Richtungen dreh-/rotier-/ und/oder verschiebbar ist.

18. Vorrichtung zur Rekonstruktion von mehrdimensionalen Objekten aus ein- oder zweidimensionalen Bilddaten, insbesondere aus Ultraschallbilddaten, anhand von Aufnahmen

(7) ein- oder zweidimensionaler Bild-Teilbereiche (6) des Objekts (1), wobei  
erste Speichermittel die absoluten räumlichen und/oder zeitlichen Positionen der einzelnen Bild-Teilbereiche (6) und/oder die relativen räumlichen und/oder zeitlichen Positionen der einzelnen Bild-Teilbereiche (6) zueinander zusammen mit den ein- oder zweidimensionalen Bildinformationen (13) der einzelnen Bild-Teilbereiche (6) zur Generierung ein- oder zweidimensionaler Bilddaten speichern, dadurch gekennzeichnet,  
dass zweite Speichermittel eine erste Raumelementgruppe (15a) speichern, die aus ersten, mehrdimensionale Bildinformationen enthaltenden Raumelementen (10a), die Ebenen oder Linien von Bild-Teilbereichen (6) berühren oder schneiden, in einem mehrdimensionalen Voxelaum (9) mittels der ein- oder zweidimensionalen Bilddaten erzeugbar ist, und  
dass dritte Speichermittel eine zweite Raumelementgruppe (15b) speichern, die aus zweiten Raumelementen (10b) in dem mehrdimensionalen Voxelaum (9) mittels einer Informations-transformation aus den mehrdimensionalen Bildinformationen der ersten Raumelementgruppe (15a) erzeugbar ist.

19. Vorrichtung nach Anspruch 18,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass das Objekt (1) mittels einer Anzeige rekonstruiert darstellbar ist, indem der mehrdimensionale Voxelaum (9) mittels der ersten und zweiten Raumelementgruppen (15a, 15b) aufspannbar ist.

20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 18 oder 19,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass Rechenmittel die Informationstransformation aus den Daten des ersten und zweiten Speichermittels durchführen und die Ergebnisse im dritten Speichermittel abspeichern.

21. Verwendung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 17 oder einer Vorrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20 zur mehrdimensionalen Rekonstruktion und Darstellung eines Organs, insbesondere des Herzens eines Lebewesens, unter Berücksichtigung der Bewegung des Herzens.

22. Verwendung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 17 oder einer Vorrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20 zur transtorakalen (TTE), transösophagealen (TEE) oder intravaskulären (IVUS) Echokardiographie oder intraductalen (IDUS) Sonographie.

Fig. 1

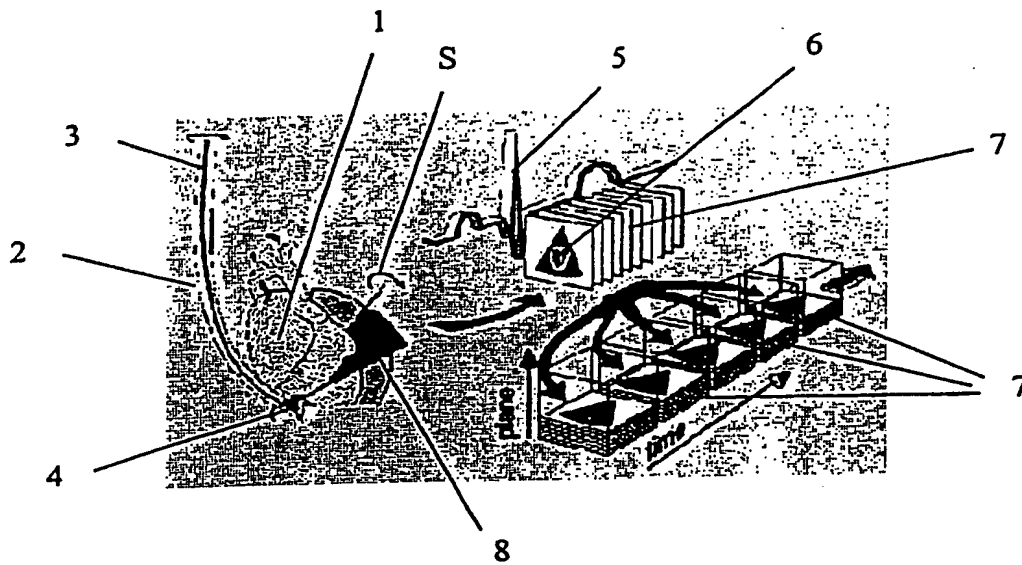


Fig. 2

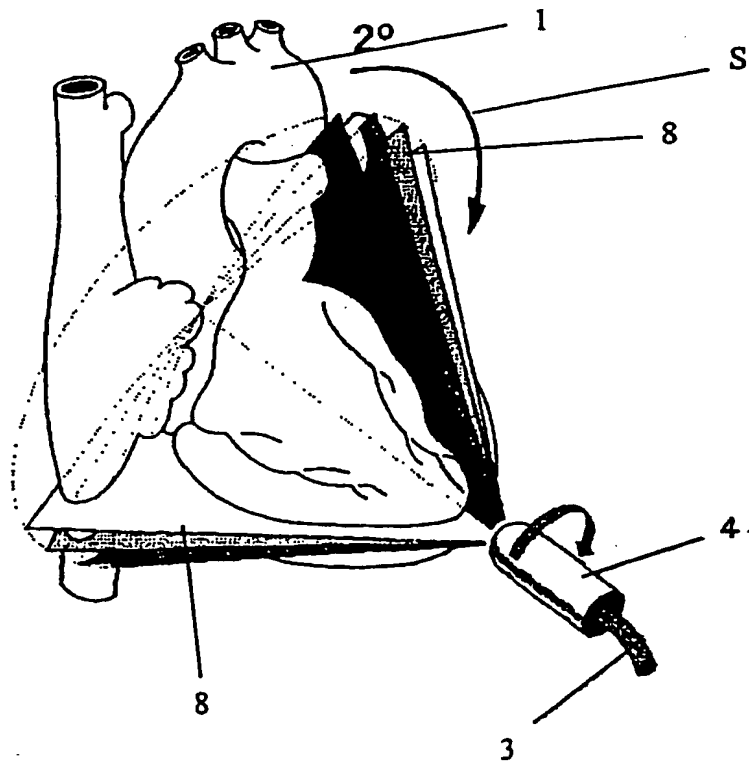


Fig. 3

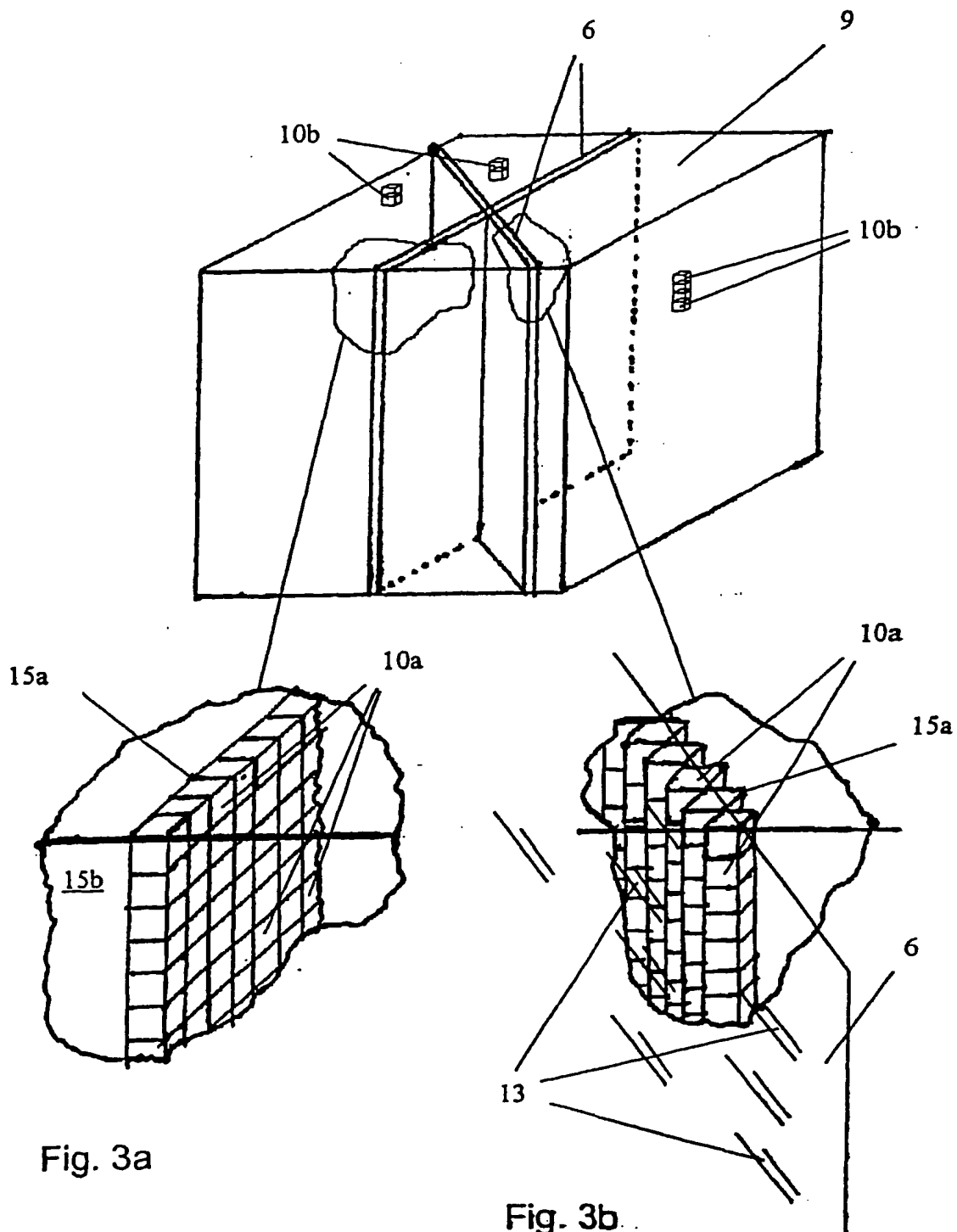




Fig. 6

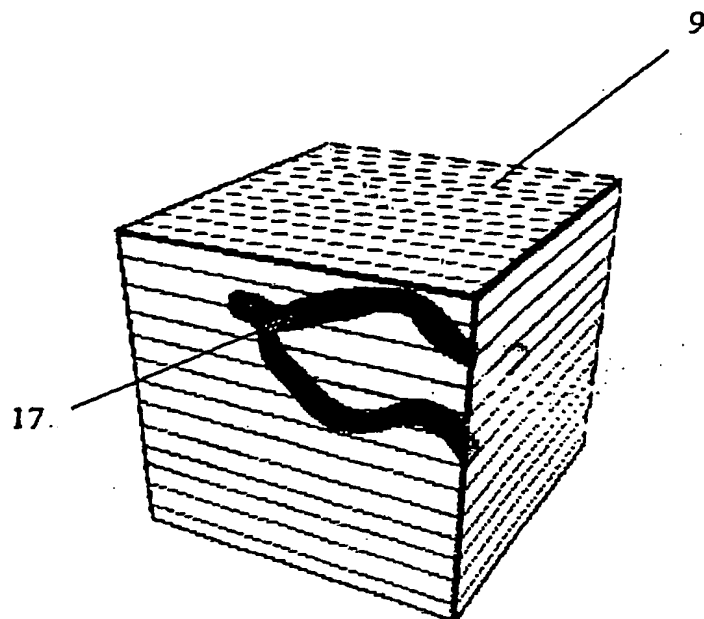


Fig. 7

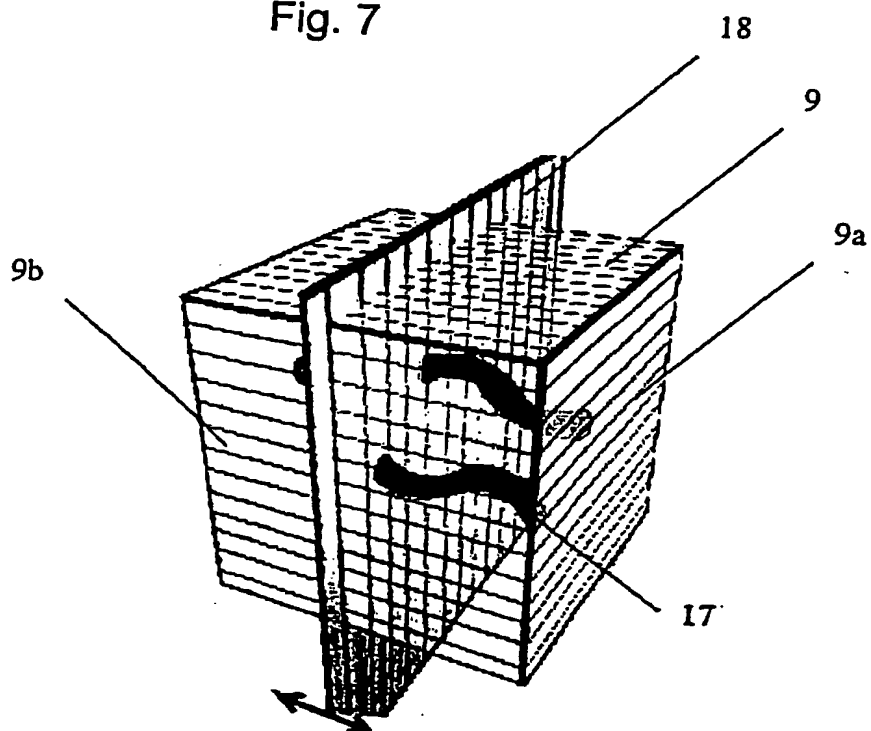
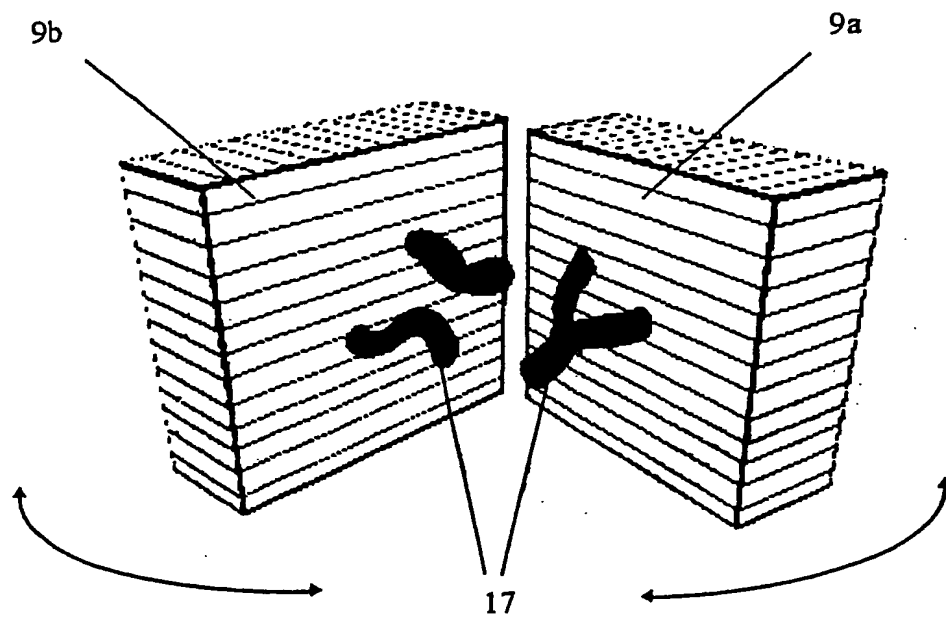




Fig. 8



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**